






Perfusion apparatus.

Patent number: EP0553401
Publication date: 1993-08-04
Inventor: ZINK ROGER (FR); HEINY OTTMAR (DE); ROESCH RUDOLF (DE); STEIERT HERMANN (DE)
Applicant: SACHS ELEKTRONIK KG HUGO (DE)
Classification:
 - international: **A01N1/02; A01N1/02; (IPC1-7): A01N1/02**
 - european: **A01N1/02**
Application number: EP19920117492 19921014
Priority number(s): DE19924201258 19920118

Also published as:

 DE4201258 (A1)
 EP0553401 (B1)

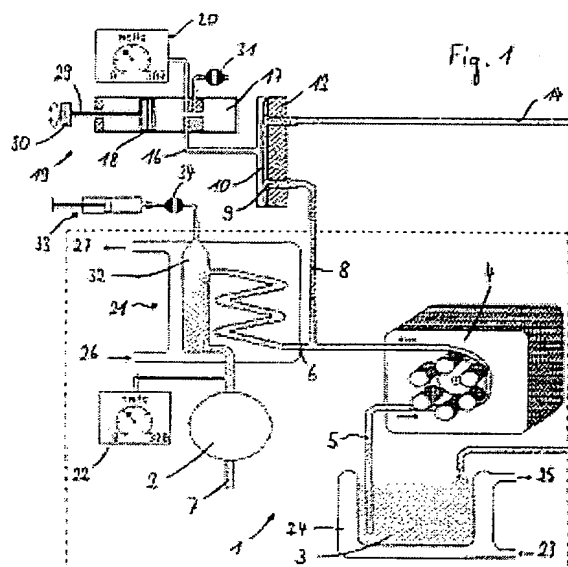
Cited documents:

 US5051352
 WO8805261
 WO9114364

[Report a data error here](#)

Abstract of EP0553401

The invention relates to a perfusion apparatus (1) for isolated organs (2), which apparatus comprises at least one reservoir (3) for the perfusate, and also a pump (4) which draws the perfusate from the reservoir (3) by suction and pumps it into the isolated organ (2). With known perfusion apparatuses of this type, only measurements under so-called constant flow conditions can be carried out, since only the flow through the isolated organ (2) can be adjusted via the delivery rate of the pump (4). The resulting pressure depends on the characteristics of the organ (2). According to the invention, the perfusion apparatus is developed in such a way that both constant flow and constant pressure measurements are possible in each pressure range of physiological interest. For this purpose, a control line (8) branches from a line (6) downstream of the pump (4), against the end (9) of which control line (8) a closure part is pressed sealingly with a defined force. When a specific pressure in the line (8) is exceeded, this closure part falls back and this permits the passage of perfusate from the end (9) of the line (8). In a preferred embodiment, the closure part is an elastic membrane (10) behind which there is a hollow space (15) whose internal pressure produces the defined force on the membrane (10). The emerging perfusate can be returned to the reservoir (3) via a return line (14).



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

BEST AVAILABLE COPY



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



Veröffentlichungsnummer: **0 553 401 A1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: **92117492.6**

(51) Int. Cl.⁵: **A01N 1/02**

(22) Anmeldetag: **14.10.92**

Geänderte Patentansprüche gemäß Regel 86
(2) EPÜ.

(30) Priorität: **18.01.92 DE 4201258**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
04.08.93 Patentblatt 93/31

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT DE ES FR GB IT

(71) Anmelder: **HUGO SACHS ELEKTRONIK**
Grünstrasse 1
W-7806 March-Hugstetten(DE)

(72) Erfinder: **Zink, Roger**

rue de moulin, 34
F-Widensolen(FR)
Erfinder: **Heiny, Ottmar**
Mösllestrasse 1
W-7801 Reute(DE)
Erfinder: **Rösch, Rudolf**
Schwarzwaldstrasse 5
W-7806 March(DE)
Erfinder: **Stelert, Hermann**
Stegenbachstrasse 9
W-7806 March(DE)

(74) Vertreter: **Charlier, Rolf, Dipl.-Ing.**
Postfach 31 02 60
W-8900 Augsburg 31 (DE)

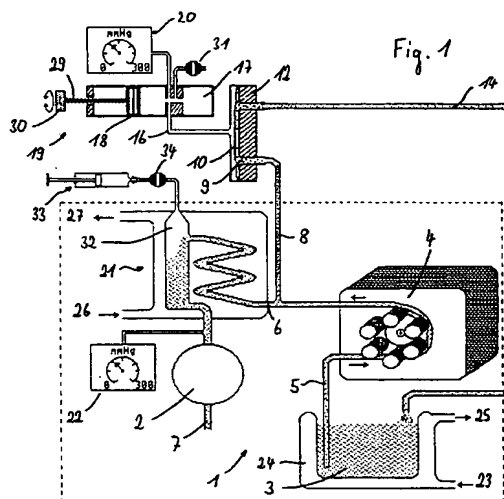
(54) Perfusionseinrichtung.

(57) Die Erfindung betrifft eine Perfusionseinrichtung (1) für isolierte Organe (2), welche mindestens ein Reservoir (3) für das Perfusat umfaßt sowie eine Pumpe (4), welche das Perfusat aus dem Reservoir (3) saugt und in das isolierte Organ (2) pumpt.

Mit solchen bekannten Perfusionseinrichtungen lassen sich nur Messungen unter der sogenannten Konstant-Fluß-Bedingung durchführen, da über die Förderleistung der Pumpe (4) nur der Durchfluß durch das isolierte Organ (2) einstellbar ist. Der sich dabei ergebende Druck hängt von den Eigenschaften des Organs (2) ab.

Erfindungsgemäß wird die Perfusionseinrichtung so weitergebildet, daß sowohl Konstant-Fluß- als auch Konstant-Druck-Messungen in jedem physiologisch interessierenden Druckbereich möglich sind. Hierzu zweigt von einer der Pumpe (4) nachgeschalteten Leitung (6) eine Regulationsleitung (8) ab, gegen deren Ende (9) abdichtend ein Verschlußteil mit einer definierten Kraft gepreßt ist. Dieses Verschlußteil weicht bei Überschreiten eines bestimmten Drucks in der Leitung (8) zurück und erlaubt damit den Austritt von Perfusat aus dem Ende (9) der Leitung (8). In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Verschlußteil eine elastische Membran (10), hinter der sich ein Hohlraum (15) befindet, dessen

Innendruck die definierte Kraft auf die Membran (10) erzeugt. Das austretende Perfusat kann über eine Rücklaufleitung (14) wieder dem Reservoir (3) zugeführt werden.



EP 0 553 401 A1

Die Erfindung betrifft eine Perfusionseinrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Eine solche Perfusionseinrichtung wird beschrieben in der Abhandlung „Das isolierte perfundierte Warmblüter-Herz nach Langendorf“ von H.J. Döring und H. Dehnert (Biomeßtechnik-Verlag March GmbH, ISBN 3-924638-04-7, 1985). Der in der Figur 1 der Zeichnungen gestrichelt umrandete Bereich stellt eine solche Perfusionseinrichtung dar. Sie besteht im wesentlichen aus einem Reservoir 3, einer Pumpe 4, einem Wärmeaustauscher 21 und einer Aufnahme für das isolierte, zu perfundierende Organ 2. Vom Reservoir 3 führt eine Saugleitung 5 zur Pumpe 4, welche nach der Pumpe 4 als Versorgungsleitung 6 über den Wärmeaustauscher 21 zum Organ 2 führt. Nach der Perfusion des Organs 2 verläßt das Perfusat dieses über eine Ablaufleitung 7.

Eine solche Vorrichtung dient der biomedizinischen Untersuchung von in vivo blutdurchflossenen Organen, welche durch die ständige Perfusion, beispielsweise mit einer sauerstoffhaltigen Nährlösung, bei nahezu physiologischen Bedingungen mit den verschiedensten experimentellen Methoden in vitro untersucht werden können. Dazu wird das zu untersuchende Organ 2 nach der Sektion in eine Aufnahmevorrichtung eingebracht und mit der Versorgungsleitung 6 („Arterie“) und der Ablaufleitung 7 („Vene“) verbunden. Mit Hilfe des Wärmeaustauschers 21 und eines beheizbaren Reservoirs 3 kann das Perfusat auf beliebiger Temperatur, üblicherweise im physiologischen Bereich, gehalten werden. Die Durchflußrate durch das Organ 2 läßt sich über die Förderleistung der Pumpe 4 einstellen. Um den effektiven Perfusionsdruck des Organs 2 zu messen, kann in der Versorgungsleitung 6, unmittelbar vor dem Organ 2, ein Manometer 22 bzw. ein Druckaufnehmer angebracht sein.

Die beschriebene Vorrichtung eignet sich nur für Messungen unter der sogenannten Konstant-Fluß-Bedingung, da über die Förderleistung der Pumpe 4 nur der Durchfluß einstellbar ist. Der sich dabei ergebende Druck hängt von den Eigenschaften des Organs 2 und deren Veränderungen während der Messungen ab. Während langsame Druckänderungen, abgelesen am Manometer 22, noch über die Fördermenge der Pumpe 4 manuell korrigierbar sind, ist dies bei schnellen Druckänderungen nicht möglich.

Um ein Arbeiten bei konstantem Druck zu ermöglichen, bedient man sich in vielen Labors anstelle des Reservoirs 3 und der Pumpe 4 hoher Flüssigkeitssäulen. Die Flüssigkeitssäule dient gleichzeitig als Reservoir und hydrostatischer Druckerzeuger. Der Flüssigkeitsspiegel in ihr wird durch einen Überlauf auf konstanter Höhe gehalten.

Solche Flüssigkeitssäulen sind sehr hoch und sperrig und lassen sich schlecht oder gar nicht auf

einen bestimmten Druck justieren. Um beispielsweise einen Druck von 100 mmHg zu erzeugen, muß eine Nährlösungs-Stauhöhe von 135 cm eingestellt werden. Wird ein Druck von mehr als etwa 120 mmHg benötigt, muß ein Loch durch die Decke gebohrt werden, damit das Rohrsystem über dem Labortisch hoch genug werden kann.

Es stellt sich daher die Aufgabe, die Perfusionseinrichtung so weiterzubilden, daß sowohl Konstant-Fluß- als auch Konstant-Druck-Messungen in jedem physiologisch interessierenden Druckbereich möglich sind und daß die Apparatur klein und kompakt aufgebaut und einfach zu betätigen ist.

Gelöst wird diese Aufgabe durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind den Unteransprüchen entnehmbar.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird im folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Darin beziehen sich gleiche Bezugszahlen auf gleiche Teile. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der Perfusionseinrichtung 1;

Fig. 2 eine leicht modifizierte Ausführung der Druckregelungseinheit aus Figur 1.

Die in Figur 1 dargestellte Perfusionseinrichtung 1 besteht aus einem Reservoir 3, welches das Perfusat beinhaltet und über einen Flüssigkeitsdurchlauf beheizbar ist. Die Heizflüssigkeit tritt über eine Öffnung 23 in die hohle Wandung 24 des Reservoirs 3 ein und verläßt diese wieder über eine Öffnung 25. An die Öffnungen 23 und 25 sind Schläuche angeschlossen, welche zu einer Pumpe mit Temperaturregler (nicht dargestellt) führen. Das Reservoir 3 kann auch eine Begasungsmöglichkeit (nicht dargestellt) zur Begasung des Perfusats mit Sauerstoff aufweisen. Das Perfusat wird von der Schlauchpumpe 4 über eine Saugleitung 5 aus dem Reservoir 3 abgesaugt und über die Versorgungsleitung 6, welche die Fortsetzung der Saugleitung 5 ist, einem Wärmeaustauscher 21 zugeführt. Der Wärmeaustauscher 21 weist, wie das Reservoir 3, eine Zulauföffnung 26 und eine Ablauföffnung 27 auf, an welche Schläuche angeschlossen sind, die zu einer Pumpe und einem Temperaturregler führen. Die Beheizung von Reservoir 3 und Wärmeaustauscher 21 kann durch eine Pumpe und einen Temperaturregler erfolgen, wenn beide Bauteile (3 und 21) in Serie angeordnet werden. Die Temperatur wird bei Warmblüterorganen üblicherweise auf einen Wert von 37°C eingestellt, kann aber auf jeden anderen physiologisch interessierenden Wert gebracht werden. Nach Verlassen des Wärmeaustauschers 21 führt die Versorgungsleitung 6 zur Organaufnahme mit dem isolierten Organ 2, an das sie angeschlossen ist. Üblicherweise wird die Versorgungsleitung 6 mit dem

Arterieneingang des Organs 2 verbunden. Am Venenausgang dieses Organs 2 ist eine Ablaufleitung 7 angebracht, durch die das Perfusat nach der Durchströmung des Organs 2 das System verläßt. Unmittelbar vor dem Organ 2 weist die Versorgungsleitung 6 einen Anschluß für ein Manometer 22 bzw. einen Druckaufnehmer auf, an welchem der momentane Perfusionsdruck abgelesen werden kann.

In den Wärmeaustauscher 21 integriert ist ein Windkessel 32, welcher zugleich als Blasenfalle arbeitet. Die Windkesselfunktion ist insbesondere bei der Perfusion eines isolierten Herzens wichtig, um die Pulsation zu dämpfen. Der Druck innerhalb des Windkessels 32 läßt sich mit Hilfe einer daran angeschlossenen Spritze 33 einstellen. Die Verbindung zwischen Spritze 33 und Windkessel 32 läßt sich durch ein Ventil 34 herstellen bzw. blockieren. Der Windkessel 32 wirkt auch als Blasenfalle, d.h. eventuelle Gasblasen innerhalb der Versorgungsleitung 6 steigen darin nach oben und gelangen so nicht in das zu perfundierende Organ 2.

Von der Versorgungsleitung 6 zweigt, im Bereich zwischen Pumpe 4 und Wärmeaustauscher 21, eine Regulationsleitung 8 ab, welche in der Durchgangsbohrung 11 einer Platte 12 endet. Dieser Bereich ist in einer etwas anderen Ausführungsform in Figur 2 vergrößert dargestellt. Das Ende der Regulationsleitung 8 trägt die Bezugsziffer 9. Die resultierende Öffnung (bei 9) ist mit einer Membran 10 bedeckt, welche entlang ihres Randes abdichtend mit der Platte 12 verbunden ist. Die Membran 10 besteht vorzugsweise aus Gummi. Hinter der Membran 10 befindet sich ein Bauteil 28, welches den gleichen Durchmesser aufweist wie die Platte 12 und am Rand mit dieser verbunden ist. In dem Bereich, in dem die Platte 12 mit der Membran 10 bedeckt ist, weist das Bauteil 28 eine Ausnehmung auf, derart, daß sich auf der der Platte 12 abgewandten Seite der Membran 10 ein Hohlraum 15 bildet. Dieser Hohlraum 15 ist über eine Leitung 16, welche zum Teil im Bauteil 28 eingearbeitet sein kann, einer Druckbeaufschlagung zugänglich.

Zusätzlich zur Bohrung 11 weist die Platte 12 eine zweite Durchgangsbohrung 13 auf, in welcher eine Rücklaufleitung 14 endet. Die daraus resultierende Öffnung ist ebenfalls von der elastischen Membran 10 bedeckt. Der gemeinsame Hohlraum 15 befindet sich auf der der Platte 12 abgewandten Seite der Membran 10 im Bereich beider Bohrungen 11 und 13. Die Rücklaufleitung 14 führt zurück ins Reservoir 3.

Die Leitung 16 führt zu einer Spindelspritze 19, welche im wesentlichen aus einem Zylinder 17 und einem Kolben 18 besteht. Der Kolben 18 ist über eine Gewindestange 29 und ein Stellrad 30 in den Zylinder 17 einschraubbar, wodurch sich der Druck

innerhalb des Zylinders 17, der Leitung 16 und damit des Hohlraums 15 veränderbar ist.

An den Zylinder 17 ist weiterhin ein Manometer 20 angeschlossen, an welchem der Druck innerhalb des Zylinders 17 ablesbar ist. Über ein Ventil 31 ist der Innenraum des Zylinders 17 zum Druckausgleich mit der Umgebung verbindbar.

Die Perfusionsapparatur kann sowohl unter Konstant-Fluß-Bedingung als auch unter Konstant-Druck-Bedingung eingesetzt werden. Zu Messungen bei konstantem Fluß wird der Druck im Innenraum des Zylinders 17 und damit im Hohlraum 15 durch möglichst weites Einschrauben des Kolbens 18 sehr hoch gewählt, was zu einem dauernden Verschuß des Endes 9 der Regulationsleitung 8 durch die Membran 10 führt. Der gewünschte Fluß kann nun an der Pumpe 4 eingestellt werden, der aktuelle Perfusionsdruck am Organ 2 läßt sich am Manometer 22 ablesen.

Beim Arbeiten unter Konstant-Fluß-Bedingung besteht immer die Gefahr, daß der Perfusionsdruck, beispielsweise bei zu hoch eingestellter Förderleistung der Pumpe 4, auf unphysiologisch hohe Werte ansteigt und infolgedessen das perfundierte Organ 2 geschädigt wird. Dies kann mit der beschriebenen Perfusionsapparatur dadurch wirksam verhindert werden, daß der Druck im Hohlraum 15 durch Einstellen an der Spindelspritze 19 so hoch eingestellt wird, wie es das Organ 2 gerade noch verträgt, ohne Schaden zu nehmen. Übersteigt jetzt der sich einstellende Perfusionsdruck in der Regulationsleitung 8 den Druck im Hohlraum 15, dann weicht die Membran 10 zurück und gibt dem Perfusat den Weg von der Bohrung 9 zur Rücklaufleitung 14 frei. Die Reglereinrichtung wirkt in diesem Falle als Druckbegrenzer.

Zum Arbeiten bei konstantem Druck, was physiologisch meist günstiger ist, wird die Pumpe 4 auf ausreichend hohe Förderleistung geschaltet und der Druck im Zylinder 17 durch Herausdrehen des Kolbens 18 über Gewindestange 29 und Drehgriff 30 auf den gewünschten Perfusionsdruck gebracht. Dieser kann am Manometer 20 abgelesen werden. Sobald nun in der Versorgungsleitung 6, und damit in der Regulationsleitung 8, ein höherer als der eingestellte Druck vorliegt, weicht die Membran 10 in den Hohlraum 15 zurück, wodurch die Regulationsleitung 8 mit der Rücklaufleitung 14 verbunden wird. Überschüssiges Perfusat wird über die Rücklaufleitung 14 wieder in das Reservoir 3 geleitet. Zur Kontrolle kann der unmittelbare Perfusionsdruck am Manometer 22 nach wie vor abgelesen werden. Änderungen des Organwiderstands und damit des Durchflusses führen nicht zu Druckänderungen, da der Druck durch die beschriebene Regelung konstant gehalten wird.

In einer anderen, nicht dargestellten, Ausführungsform kann die Regulationsleitung 8 nach dem

Wärmeaustauscher 21 von der Versorgungsleitung 6 abzweigen. Falls der „Venendruck“, also der Perfusionsdruck nach dem Organ 2 konstant gehalten werden soll, kann die Regelungsleitung 8 auch von der Ablaufleitung 7 abzweigen. Es können auch zwei Regelungsleitungen 8 vorhanden sein, wobei eine der beiden Regelungsleitungen vor dem isolierten Organ 2, die andere danach abzweigt. In diesem Falle sind zwei komplette Regeleinheiten, jeweils eine für jede Regelungsleitung, einzusetzen.

In einer weiteren, nicht dargestellten, Ausführungsform ist die Regelungsleitung 8 nicht mit einer Membran 10 bedeckt, sondern wird von einem Stopfen verschlossen. Dieser Stopfen wird durch die von einer Schraubenfeder erzeugte Kraft in die Öffnung der Regelungsleitung 8 gedrückt. Übersteigt der Druck in der Regelungsleitung 8 einen bestimmten Wert, weicht der Stopfen gegen die Kraft der Feder zurück, wodurch die Öffnung der Regelungsleitung 8 freigegeben wird und überschüssiges Perfusat auslaufen kann. Auch diese Variante kann so ausgebildet werden, daß das auslaufende Perfusat wieder in das Reservoir zurückgeführt wird.

Gegenüber den bekannten Perfusionseinrichtungen zum Arbeiten bei konstantem Druck, welche mit den eingangs diskutierten hohen Säulen arbeiten, findet die erfindungsgemäße Perfusionseinrichtung 1 auf jedem Labortisch Platz. Sie läßt sich schnell und einfach von Konstant-Fluß- auf Konstant-Druck- Betrieb umstellen, wobei der Perfusionsdruck im Bereich zwischen 0 und 300 mmHg durch einfaches Drehen an der Spindelspritze 19 justierbar ist und am Zeigermanometer 20 abgelesen werden kann. Leistet die Pumpe 4 mehr, als in das Organ 2 abfließt, fließt das nicht benötigte Perfusat über die Rücklaufleitung 14 ins Reservoir 3 zurück.

Patentansprüche

1. Perfusionseinrichtung für isolierte Organe, umfassend mindestens ein Reservoir für das Perfusat sowie eine Pumpe, welche das Perfusat durch eine Saugleitung aus dem Reservoir saugt und durch eine Versorgungsleitung in das isolierte Organ pumpt, **dadurch gekennzeichnet**, daß von einer der Pumpe (4) nachgeschalteten Leitung (6,7) eine Regelungsleitung (8) abzweigt, gegen deren Ende (9) abdichtend ein Verschlußteil mit einer definierten Kraft gepreßt ist und dieses Verschlußteil bei Überschreiten eines bestimmten Drucks in der Regelungsleitung (8) zurückweicht und damit den Austritt von Perfusat aus dem Ende (9) der Regelungsleitung (8) erlaubt.
2. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die der Pumpe (4) nachgeschaltete Leitung (6,7) die Versorgungsleitung (6) ist.
3. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Regelungsleitung (8) in einer Durchgangsbohrung (11) einer Platte (12) endet (9), die resultierende Öffnung mit einer, das Verschlußteil bildenden Membran (10) bedeckt ist und sich auf der der Platte (12) abgewandten Seite der Membran (10) ein Hohlraum (15) befindet, dessen Innendruck die definierte Kraft auf die Membran (10) erzeugt.
4. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Platte (12) eine zweite Durchgangsbohrung (13) aufweist, in welcher eine Rücklaufleitung (14) endet, die daraus resultierende Öffnung ebenfalls von der elastischen Membran (10) bedeckt ist, die Membran (10) entlang ihres Randes abdichtend mit der Platte (12) verbunden ist und so bei Überschreiten eines bestimmten Drucks in der Regelungsleitung (8) eine Verbindung zwischen Regelungsleitung (8) und Rücklaufleitung (14) entsteht.
5. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rücklaufleitung (14) zum Reservoir (3) führt.
6. Perfusionseinrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Hohlraum (15) über eine Leitung (16) mit einem Zylinder (17) verbunden ist, dessen Innendruck mit einem verschiebbaren Kolben (18) einstellbar ist.
7. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Zylinder/Kolben-System (17,18) eine Spindelspritze (19) ist.
8. Perfusionseinrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein Manometer (20) zur Anzeige des Drucks im Hohlraum (15) vorhanden ist.
9. Perfusionseinrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Membran (10) aus Gummi besteht.
10. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in die Versorgungsleitung (6) ein Wärmeaustauscher (21) eingebaut ist.

und/oder das Reservoir (3) temperiert ist.

11. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der Versorgungsleitung (6) ein Windkessel (32) eingebaut ist. 5
12. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der Versorgungsleitung (6) eine Blasenfalle eingebaut ist. 10
13. Perfusionseinrichtung nach einem der Ansprüche 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß Windkessel (32) und/oder Blasenfälle im Wärmeaustauscher (21) integriert sind. 15
14. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Reservoir (3) eine Begasungsvorrichtung für das Perfusat aufweist. 20
15. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß an der Versorgungsleitung (6) unmittelbar vor dem Organ (2) ein Manometer (22) zur Messung des Perfusionsdrucks angebracht ist. 25
16. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Pumpe (4) eine Schlauchpumpe ist. 30

Geänderte Patentansprüche gemäß Regel 86 (2) EPÜ 35

1. Perfusionseinrichtung (1) für isolierte Organe (2), umfassend mindestens ein Reservoir (3) für das Perfusat sowie eine Pumpe (4), welche das Perfusat durch eine Saugleitung (5) aus dem Reservoir (3) saugt und durch eine Versorgungsleitung (6) in das isolierte Organ (2) pumpt, wobei von einer der Pumpe (4) nachgeschalteten Leitung (6,7) eine Regelungsleitung (8) abzweigt, gegen deren Ende (9) abdichtend ein Verschußteil mit einer definierten Kraft gepreßt ist, welches bei Überschreiten eines bestimmten Drucks in der Regelungsleitung (8) zurückweicht und damit den Austritt von Perfusat aus dem Ende (9) der Regelungsleitung (8) erlaubt **dadurch gekennzeichnet**, daß die Regelungsleitung (8) in einer Durchgangsbohrung (11) einer Platte (12) endet (9), die resultierende Öffnung mit einer, das Verschußteil bildenden Membran (10) bedeckt ist und sich auf der der Platte (12) abgewandten Seite der Membran (10) ein Hohlraum (15) 40
- 45
- 50
- 55

befindet, dessen Innendruck die definierte Kraft auf die Membran (10) erzeugt.

2. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die der Pumpe (4) nachgeschaltete Leitung (6, 7) die Versorgungsleitung (6) ist.
3. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Platte (12) eine zweite Durchgangsbohrung (13) aufweist, in welcher eine Rücklaufleitung (14) endet, die daraus resultierende Öffnung ebenfalls von der elastischen Membran (10) bedeckt ist, die Membran (10) entlang ihres Randes abdichtend mit der Platte (12) verbunden ist und so bei Überschreiten eines bestimmten Drucks in der Regelungsleitung (8) eine Verbindung zwischen Regelungsleitung (8) und Rücklaufleitung (14) entsteht.
4. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Rücklaufleitung (14) zum Reservoir (3) führt.
5. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Hohlraum (15) über eine Leitung (16) mit einem Zylinder (17) verbunden ist, dessen Innendruck mit einem verschiebbaren Kolben (18) einstellbar ist.
6. Perfusionseinrichtung nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Zylinder/Kolben-System (17,18) eine Spindelspritze (19) ist.
7. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein Manometer (20) zur Anzeige des Drucks im Hohlraum (15) vorhanden ist.
8. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Membran (10) aus Gummi besteht.
9. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in die Versorgungsleitung (6) ein Wärmeaustauscher (21) eingebaut ist und/oder das Reservoir (3) temperiert ist.
10. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der Versorgungsleitung (6) ein Windkessel (32) eingebaut ist.

11. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der Versorgungsleitung (6) eine Blasenfalle eingebaut ist. 5
12. Perfusionseinrichtung nach einem der Ansprüche 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, daß Windkessel (32) und/oder Blasenfalle im Wärmeaustauscher (21) integriert sind. 10
13. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Reservoir (3) eine Begasungsvorrichtung für das Perfusat aufweist. 15
14. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß an der Versorgungsleitung (6) unmittelbar vor dem Organ (2) ein Manometer (22) zur Messung des Perfusionsdrucks angebracht ist. 20
15. Perfusionseinrichtung nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Pumpe (4) eine Schlauchpumpe ist. 25

30

35

40

45

50

55



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 92 11 7492

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE		
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch
Y	US-A-5 051 352 (J.G.MARTINDALE ET. AL.) * Spalte 7, Zeile 5 - Spalte 7, Zeile 32 * * Spalte 14, Zeile 60 - Spalte 15, Zeile 68; Ansprüche 1-6 *	1,2,10
Y	MEDIZINTECHNIK Bd. 23, Nr. 1, 1983, BERLIN, DD Seiten 2 - 5 D.SCHOLTZ ET. AL. 'Organkonservierungsmaschine OKM82' *Insgesamt*	1,2,10
A	WO-A-8 805 261 (TOPS SYSTEMS, INC.)	
A	WO-A-9 114 364 (WATERS INSTRUMENTS, INC.)	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt		
Recherchemat	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
DEN HAAG	16 APRIL 1993	DONOVAN T.M.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		
<p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur</p> <p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument * : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>		

EPO FORM 1501 (11.02.92) (P.0401)

BEST AVAILABLE COPY